

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-75615

(P2007-75615A)

(43) 公開日 平成19年3月29日(2007.3.29)

(51) Int.CI.

A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/02 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 3 3 O Z
A 6 1 B 6/02 3 0 1 H

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L 外国語出願 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-246347 (P2006-246347)
 (22) 出願日 平成18年9月12日 (2006.9.12)
 (31) 優先権主張番号 0552755
 (32) 優先日 平成17年9月13日 (2005.9.13)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタディ、リバーロード、1番
 100093908
 弁理士 松本 研一
 100105588
 弁理士 小倉 博
 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 100137545
 弁理士 荒川 聰志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】画像を結合する方法及び装置

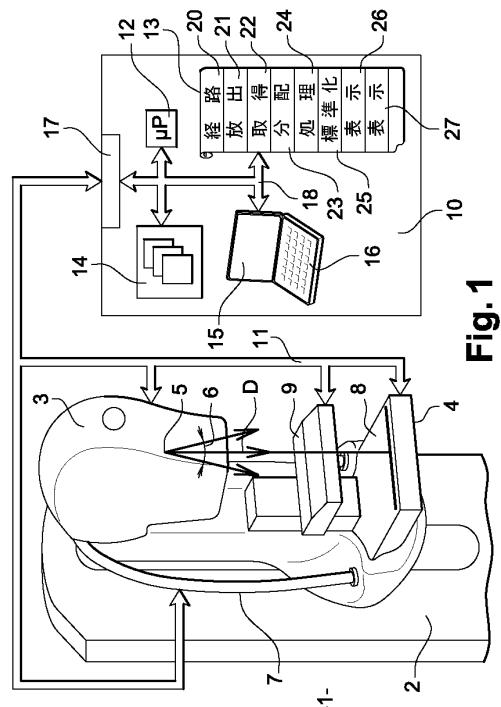
(57) 【要約】

【課題】マンモグラフィ・トモシンセシスにおいて、医師に周知の方法体系で、長時間を使せず、極めて高い空間分解能及び高コントラストを提供する。

【解決手段】X線装置が、経路に沿って予め決定された多数の主放出方向について対象を透過するX線強度を放出するX線放出焦点を備えた管を有する。本装置は、対象に対して経路に沿ってX線管を移動させる。本装置は、多数の主放出方向を表わすX線画像データの多数のデータを取得するX線検出器を有する。本装置は、予め決定されたX線強度を多数の主放出方向に非一様に分配する。本装置はまた、対象の二次元画像及び三次元画像の両方を取得するためにX線画像データの多数のデータを処理する。

【選択図】

図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

主放出方向(D)の周囲で対象に放射線のビーム(6)を放出する放出焦点(5)を有する放射線を放出する手段(3)と、

前記主放出方向において前記放出の手段と対向して配置されており、前記対象の曝射中に放出される前記ビームを検出する検出の手段(4)と、

前記対象に対して経路に沿って前記放射線を放出する手段を移動させる手段(7)と、を備えた放射線装置(1)であって、

前記放出する手段は、前記経路に沿って予め決定された多数の主放出方向について当該放出する手段を透過する放射線強度を放出することを行ない、

前記検出の手段は、前記多数の主放出方向を表わす画像データの多数のデータを取得し、

当該放射線装置(1)は、

前記予め決定されている放射線強度の前記多数の主放出方向での非一様な分配の手段(10)と、

前記対象の二次元画像及び三次元画像の両方を得るために前記画像データの多数のデータを処理する手段(32)と、

を含んでいる放射線装置(1)。

【請求項 2】

前記画像データの多数のデータを処理する手段は、三次元画像を得るトモシンセシス再構成の手段を含んでいる、請求項 1 に記載の装置。 20

【請求項 3】

前記放射線強度の分配の手段は、前記主放出方向の各々が前記検出の手段の基準面に対して成す角度の関数として前記強度を調節するように設計されている、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記放射線強度の分配の手段は、前記経路に沿って非一様な段差値に従って散開する主放出方向に放出することを前記放出の手段に行なわせるように設計されている、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 5】

前記分配の手段は、前記検出の手段の平面に実質的に垂直である前記主放出方向に相対的に高い放射線強度を割り当てる、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の装置。 30

【請求項 6】

前記分配の手段は、前記多数の主放出方向を方向数の等しい二つの部分に分割する前記主放出方向に相対的に高い放射線強度を割り当てる、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 7】

前記放射線強度の標準化の手段を含んでいる請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 8】

対象に対する放射線の放出の手段の第一の経路を決定するステップと、

前記放出の手段の前記経路に沿って予め決定された多数の主放出方向について前記対象を透過する放射線強度を放出するステップと、

前記放出の手段に対向して配置された検出の手段により前記対象の曝射中に放出される前記放射線を検出するステップと、

前記多数の主放出方向を表わす画像データの多数のデータを取得するステップと、

前記多数の画像データを処理するステップと、

前記放射線強度を前記多数の主放出方向に非一様に分配するステップと、

前記主放出方向の一つに対応する第一の二次元画像を形成するステップと、

前記多数の主放出方向から再構成される第一の三次元画像を形成するステップと、 40

を備えた放射線装置の動作の方法。

【請求項 9】

最大放射線量を受けた前記画像から前記第一の二次元画像を形成するステップを含んでいる請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記対象に対して前記第一の経路と反対に前記放出の手段の第二の経路を決定するステップと、

前記放出の手段の前記経路に沿って予め決定された多数の主放出方向について前記対象を透過する予め決定された放射線強度を放出するステップと、

前記多数の主放出方向に X 線強度を非一様に分配するステップと、

前記主放出方向の一つに対応する第二の二次元画像を形成するステップと、

前記多数の主放出方向に対応する第二の三次元画像を形成するステップと、

を含んでいる請求項 8 又は 9 に記載の方法。

【請求項 11】

トモシンセシス再構成により前記三次元画像の表現を達成するステップを含んでいる請求項 8 ~ 10 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

各々の経路について前記多数の主放出方向に対して一つの主放出方向に好適性を与えるステップと、

各々の経路について前記好適主放出方向に前記放射線強度の 40 % を分配するステップと、

前記二つの経路の残りの主放出方向に前記放射線強度の残り 20 % を分配するステップと、

を含んでいる請求項 8 ~ 11 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

各々の経路についての前記残りの主放出方向の前記放射線強度の検出の前に、前記好適主放出方向の前記放射線強度を先ず検出するステップを含んでいる請求項 8 ~ 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

各々の経路について前記残りの主放出方向の前記放射線強度の検出の後に、前記好適主放出方向の前記放射線強度を検出するステップを含んでいる請求項 8 ~ 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 15】

前記多数の主放出方向に、低放射線強度の不特定の主放出方向を先行させるステップと、

前記不特定の主放出方向から、前記放射線強度の分配のモード及び前記二つの経路の前記多数の主放出方向を散開させるモードを計算により決定するステップと、
を含んでいる請求項 8 ~ 14 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 16】

当該コンピュータ・プログラムがコンピュータで走行するときに請求項 8 ~ 15 のいずれか一項に記載の方法を具現化するプログラム・コード手段を備えたコンピュータ・プログラム。

【請求項 17】

請求項 8 ~ 15 のいずれか一項に記載の方法を具現化するコンピュータ読み取り可能なプログラム・コード手段を実体化させたコンピュータ利用可能な媒体を備えたコンピュータ・プログラム・プロダクト。

【請求項 18】

コンピュータ・システムで用いられる製造品であって、請求項 8 ~ 15 のいずれか一項に記載の方法を具現化するコンピュータ読み取り可能なプログラム・コード手段を実体化させたコンピュータ読み取り可能な媒体を備えた製造品。

10

20

30

40

50

【請求項 19】

機械により読み取り可能なプログラム記憶装置であって、請求項8～15のいずれか一項に記載の方法を実行するために前記機械により実行可能な命令のプログラムを有形で実体化したプログラム記憶装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、放射線撮像の方法及び装置に関し、具体的には、例示的な一実施形態ではマンモグラフィ装置であるX線装置に関するものである。本方法及び装置は、限定しないが医用撮像及び非破壊X線の制御に適用することができる。

10

【0002】

本発明の一実施形態は、トモシンセシス処理のための一連の投影と同時に少なくとも1枚の放射線画像投影を取得する。本発明の一実施形態は、X線装置の利用時の人間工学を改善して、X線装置の利用をより簡便にまた迅速にする。本発明の一実施形態はまた、従来の撮像系列とトモシンセシス画像系列との間で非一様にX線強度を分配することに関する。

【背景技術】**【0003】**

従来のマンモグラフィ装置は、患者の乳房の放射線画像を取得するように設計されている。構造的に、またその原理から、マンモグラフィ装置は、垂直であるが斜方向に数回にわたり配向させることのできる支柱を有し、この支柱に患者が乳房を載置する乳房支持プラットフォームが設けられている。乳房支持プラットフォームは、放射線画像の検出用の放射線感受性フィルム又は電子検出器のいずれかに重ねて配置される。画像取得プロトコルは、放射線撮影時に乳房を圧迫する必要性を含んでいる。支柱は、乳房を圧迫することが可能な摺動板を有している。この構成は、手動式又は電動式である。従って、支柱は、垂直に上から下に以下の構造的要素を担持している。すなわち、X線管等の放射線源を提供する手段、圧迫板等の圧迫手段、乳房支持プラットフォーム等の支持手段、及び検出器等の検出の手段である。

20

【0004】

X線管は患者の乳房を透過するX線の1回目の照射を放出し、画像は患者の乳房に対して反対側に位置する例えばX線感受性フィルムに取得される。次いで、操作者は垂直な支柱を別の位置まで回転させ、第二のX線感受性フィルムを2回目のX線照射で曝射する。この手順を数回にわたって繰り返して、数枚の画像を異なるフィルム巻に形成することができる。次いで、X線感受性フィルムの画像は、医師によって評価されてもよいし、且つ又はコンピュータによってデジタル化されて評価されてもよい。但し、かかるシステムは患者の乳房の二次元画像を形成する。この二次元画像は腫瘍の有無又は石灰化の症例に関する十分な情報を与えず、しばしば誤った解釈又は偽陽性の解釈を招く。このことはしばしば、患者の負担となり、過剰な公衆衛生経費を生ずる。

30

【0005】

この誤った解釈又は偽陽性の解釈の問題を解決するために、患者の乳房の三次元画像を形成する現在公知のマンモグラフィ方法及び装置もまた存在している。この現在公知の方法及び装置では、X線感受性フィルムでの連続的な照射の集積によって画像を取得するのではなく、一定の経路に沿ったX線管による一連の照射をサンプリングすることが好ましい。患者の乳房、従って検出器は、これらの連続的な撮像にわたって照射される。この現在公知の装置は、トモシンセシス再構成によって乳房の画像容積を形成する。この現在公知の装置には、情報を見出す困難さを軽減するという利点がある。

40

【特許文献1】米国特許第6611575号**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

50

しかしながら、この現在公知のマンモグラフィ・トモシンセシスの方法及び装置には欠点がある。この形式の装置は、従来のマンモグラフィ装置とは完全に異なる方法体系を有している。従って、この現在公知の方法及び装置を用いるためには、医師は既存の利用方法体系を新たな方法体系に切り替えなければならない。これらの新たな方法体系は医師に殆ど馴染みがなく、受け入れられるに至っていない。この理由は主に、これらの新たな方法体系の出現から間もないことによる。また、これら新たな方法及び装置の信頼性が立証されていない。

【0007】

乳ガン検出の研究が進むにつれてマンモグラフィ装置の重要性が格別に高まっている。
かかるマンモグラフィ装置では、利用頻度すなわち治療検査速度が重要な情報となる。この利用頻度は装置の経済的実現性に関与する。しかしながら、情報が画像容積内で逐次的に探索されるため情報の入手に長時間を要し、現在公知のマンモグラフィ装置の利用頻度を高めることができない。

【0008】

もう一つの問題は、マンモグラフィに比較的固有であるが他の分野でも起こり得るものであって、 $100\text{ }\mu\text{m} \sim 500\text{ }\mu\text{m}$ の寸法の注目すべき微小石灰化を臨床的に分析し得る必要性に関連している。従って、マンモグラフィでガン病変が疑われる根拠となる異常の検出及び特徴評価には、極めて高い空間分解能が必要とされる。この空間分解能の問題はトモシンセシス・マンモグラフィ装置において極めて重要である。このように、上述の現在公知の方法及び装置を用いていたのでは、微小石灰化の細密な分析を行なうのに十分な品質の画像を得ることができない。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一実施形態は、上述の手法の欠点を克服することを目的とする。本発明の一実施形態は、2種の応用を結合して单一の動作フローとする移行的装置に関するものである。この移行的装置は、例えばマンモグラフィ装置であって、マンモグラフィ装置は医師に周知であると同時に現在公知のトモシンセシス装置の特徴を有する。これにより、全く異なる手法の場合よりも速やかな受け入れが可能となる。この移行的装置は、標準的な投影放射線画像及び対応するトモシンセシス投影の同時取得及び同時検査を可能にする。換言すると、この移行的装置は1台で2種の検査を実行する。そして、本発明の一実施形態は、二次元画像形成及び三次元画像形成の両方を提供する。

【0010】

換言すると、本発明の一実施形態を用いて、同一の装置で単純な投影ビューとトモシンセシス系列とを取得することができ、好ましくは同じ圧迫形状としてビューの比較を改善することができる。

【0011】

本発明は、ガン細胞の極めて高い空間分解能及び高コントラストを具現化する手段を含んでいる。この手段は、検査時の異なる各照射でのX線強度値の総計の分配を改善して画質を最適化する。本発明の一実施形態は、診断ツールにおける一層の信頼性を医師に与える。

【0012】

本発明の一実施形態は、主放出方向の周囲で対象にX線ビームを放出するX線放出焦点を備えた管のような放射線を放出する手段と、主放出方向において放出器と対向して配置されており、対象の曝射中に放出されるX線を検出するX線検出器のような検出の手段と、対象に対して経路に沿って放射線を放出する手段を移動させる手段とを備えた放射線装置であって、放射線を放出する手段は、上述の経路に沿って予め決定された多数の主放出方向について当該手段を透過する複数の強度の放射線を出し、検出の手段は、多数の主放出方向を表わす多数（「量」又は「データ要素数」）のX線画像データを取得する。この装置は、予め決定されているX線強度の多数の主放出方向での非一様な分配の手段と、対象の二次元画像及び三次元画像の両方を得るために多数のX線画像データを処理する手

10

20

30

40

50

段とを含んでいる。

【0013】

本発明はまた、放射線装置の動作の方法に関するものであり、この方法は、対象に対する放射線を放出する手段の第一の経路を決定するステップと、放出器焦点を設けた放射線を放出する手段を用いて、放射線を放出する手段の経路に沿って予め決定された多数の主放出方向について対象を透過する放射線強度を放出するステップと、放射線を放出する手段に対向して配置された検出の手段によって対象の曝射中に放出される放射線を検出するステップと、多数の主放出方向を表わす放射線画像データの多数のデータを取得するステップと、放射線画像データの多数のデータを処理するステップと、放射線強度を多数の主放出方向に非一様に分配するステップと、主放出方向の一つに対応する第一の二次元画像を形成するステップであって、この一つの方向は好ましくは、最大線量を受けている方向である、形成するステップと、多数の主放出方向から再構成される第一の三次元画像を形成するステップとを備えている。10

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明の一実施形態は、以下の説明及び添付図面からさらに明確に理解されよう。これらの図面は表示のために掲げられており、本発明の範囲を制限するものではない。

【0015】

図1は放射線装置、具体的にはマンモグラフィ装置を示している。マンモグラフィ装置1は、垂直支柱2を有する。垂直支柱2は斜めに配向されていてもよい。装置1は、X線放出管3と、この管3によって放出されるX線を検出することが可能な検出器4とを有している。管3には、X線放出焦点である焦点5が備えられている。焦点5は、主放出方向Dに沿ってX線ビーム6を放出する。管3はアーム7によって担持されている。アーチがアーム7を形成している。20

【0016】

アーム7は垂直支柱2に蝶番式に取り付けられており、アーム7を用いて管3を円弧の形態の経路に沿って移動させることができる。管を平面内又は球面部分内で移動することを可能にする他の構成も可能である。次いで、管3は、2箇所の限界位置の間で傾斜を成して散開する様々な位置を取ることができる。上述の2箇所の位置は、例えば支柱2の平面に対して互いに対称である。30

【0017】

検出器4は電子検出器であってもよいし、放射線画像の検出用の放射線感受性フィルムを備えた検出器であってもよい。検出器4は、主放出方向Dにおいて管3に対向して支柱2に取り付けられ、X線ビーム6を受光するようになっている。

【0018】

支柱2には乳房支持テーブル又はプラットフォーム8が設けられており、ここに患者が乳房を載置する。この乳房支持プラットフォームは検出器4の上に載置されている。検出器は乳房支持プラットフォーム8の下方に配置されている。検出器4は患者の乳房を透過したX線を検出する。

【0019】

さらに、安定性及び画質の理由から、放射線撮影時には患者の乳房を圧迫する必要がある。様々な圧迫力を加えてよい。これらの力は、行なわれる検査の種別に応じて、乳房を乳房支持プラットフォーム8に圧迫する圧迫板9を介して加えられる。支柱2は、手動で乳房を圧迫することが可能であるか又は電動式の摺動板9を有する。圧迫板9はプラスチック等のX線透過性材料で形成されている。従って、支柱2は、垂直に上から下に以下の部材を担持している。すなわち、X線管3、圧迫板9、乳房支持プラットフォーム8及び検出器4である。40

【0020】

圧迫板9、患者の乳房、プラットフォーム8及び検出器4は固定されているが、X線管3は本アセンブリに対して空間内で様々な位置を取ることができる。50

【 0 0 2 1 】

検出器 3 は、患者の身体の部分を透過したビーム 6 を受光した後に、受け取った X 線強度に対応する電気信号を放出する。次いで、これらの電気信号を外部バス 11 によって制御論理ユニット 10 に送信することができる。これらの電気信号は、制御論理ユニット 10 が、分析される身体の部分に対応する二次元画像及び三次元画像を形成することを可能にする。画像は、この制御論理ユニット 10 の画面のような表示器によって観察されてもよいし、印刷されてもよい。

【 0 0 2 2 】

患者の乳房の各々の部分の検査を可能にするために、ビーム 6 は患者の乳房を中心として多数の方向に配向され得る。利用者は、アーム 7 の回転を通じて管 3 の位置を変更することができる。10

【 0 0 2 3 】

制御論理ユニット 10 はしばしば、集積回路の形態で構成される。一例では、制御論理ユニット 10 は、マイクロプロセッサ 12、プログラム・メモリ 13、データ・メモリ 14、キーボード 16 を設けられた表示画面 15、及び入出力インターフェイス 17 を有する。マイクロプロセッサ 12、プログラム・メモリ 13、データ・メモリ 14、表示画面 15 及び入出力インターフェイス 17 は、内部バス 18 によって相互接続されている。

【 0 0 2 4 】

実際には、動作が装置によるものであるときに、この動作は装置のプログラム・メモリに記録された命令コードによって制御されて装置のマイクロプロセッサによって実行される。制御論理ユニット 10 はかかる装置である。プログラム・メモリ 13 は幾つかのゾーンに分割され、各々のゾーンが装置の作用を果たすように設計された命令コードに対応している。本発明の一変形によれば、メモリ 13 は、管 3 の経路を設定する命令コードを有するゾーン 20 を含んでいる。メモリ 13 は、多数の放射線ビーム 6 の放出を制御する命令コードを含むゾーン 21 を有している。メモリ 13 は、検出器 4 によって受け取られたデータを取得する命令コードを含むゾーン 22 を有している。メモリ 13 は、多数の X 線ビーム 6 について X 線強度の分配を具現化する命令コードを含むゾーン 23 を有している。メモリ 13 は、二次元画像及び三次元画像を得るために、検出器から受け取ったデータを処理する命令コードを含むゾーン 24 を有している。メモリ 13 は、検出器 4 から受け取ったデータの標準化を具現化する命令コードを含むゾーン 25 を有している。メモリ 13 は、得られた二次元画像及び三次元画像を観察する命令コードを含むゾーン 26 を有している。メモリ 13 は、多数のビームを散開させるモードを決定する命令コードを含むゾーン 27 を有している。2030

【 0 0 2 5 】

角度の値の範囲に従って分類される幾つかの標準的なビューが存在する。これらのビューは、乳房に対する管 3 の位置によって与えられる。これらのビューの各々には名称があり、名称によって迅速且つ簡便にビューを識別することができる。例えば、標準的な照射プロトコルの一部を成す M L O (内外斜位方向) ビューが存在している。この標準的なビューの列挙は網羅的ではない。

【 0 0 2 6 】

一つの動作態様では、制御論理ユニット 10 が、医師によって選択された標準的なビューの関数として管 3 の経路を決定する。図 2 で分かるように、制御論理ユニット 10 は、管 3 の経路に沿って放出されるべき X 線ビーム 6 の本数を決定する。制御論理ユニット 10 はまた、この本数のビーム 4 を散開させるモードを決定する。散開モードの例を図 2 及び図 4 に示す。40

【 0 0 2 7 】

制御論理ユニット 10 は、各 X 線ビーム 6 について分配される X 線強度を決定する。これらの X 線強度は、従来のマンモグラフィで用いられる強度に従って決定されてよい。一変形では、患者の乳房の厚みに従ってこの手段を決定することができる。

【 0 0 2 8 】

10

20

30

40

50

制御論理ユニット 10 は X 線強度を非一様に各ビーム 4 に分配する。かかる分配の例示的な実施形態を図 3 に示す。X 線強度の分配モード及びビームを散開させるモードを決定するために、制御論理ユニット 10 は好ましくは、事前照射の方法を用いる。この場合には、管 3 によって放出されるビームの本数に先行する第一のビームの放出を作動させる。好ましくは、この第一のビームは X 線強度の 5 % 未満を収容する。この第一のビームは好ましくは、従来のマンモグラフィにおける照射の自動ゼロ点モードと等価である。

【 0 0 2 9 】

この第一のビームに対応して制御論理ユニット 10 によって形成される画像は、X 線強度の分配モード及びビームを散開させるモードの計算のためのものである。制御論理ユニット 10 は、5 秒未満の計算で、X 線強度の分配モード及びビームを散開させるモードを決定する。この方法は、例えば電圧、電流等の様々な技術的なパラメータを調節することにより、ビームを散開させるモード及び X 線強度の分配モードを最適化する。

【 0 0 3 0 】

管 3 は、経路に沿って多数の主放出方向 D について患者の乳房を透過する X 線強度を放出する。検出器 4 は、これら多数の主放出方向 D を表わす X 線画像データの多数のデータを取得する。制御論理ユニット 10 は、この X 線画像データの多数のデータをデータ・メモリ 14 に取得する。制御論理ユニット 10 は X 線画像データの各データを標準化する。制御論理ユニット 10 は、図 6 に示すように、二次元画像及び三次元画像を得るために X 線画像データの各データを処理する。

【 0 0 3 1 】

選択されたビューに対する乳房の完全な表示を得るために、制御論理ユニット 10 は第一の経路 T 1 の反対に第二の経路 T 2 を決定する。この第二の経路 T 2 では、ユニット 10 は第一の経路 T 1 の場合と同じ動作を実行する。次いで、制御論理ユニット 10 は、スクリーニングされる乳房の完全な部分を表わす二次元画像及び三次元画像の二つを形成する。

【 0 0 3 2 】

図 2 は、一経路において多数の主放出方向について患者の乳房を透過する X 線強度を放出する管 3 を示している。図 2 の例では、医師は MLO (内外斜位方向) ビューで乳房の画像を得ることを選択している。このビューを得るためにには、検出器 4 は患者の腋下に配置され、乳房は垂直方向に平坦化される。この選択された標準的なビューに関して、制御論理ユニット 10 は管 3 の運動の二つの経路 T 1 及び T 2 を決定する。これら二つの経路は支柱 2 の平面に対して対称である。焦点 5 が取る道筋が二つの経路の形状を与える。図 2 の例では、第一の経路は円弧の形状を有する。図 5 の例では、第二の経路 T 2 もまた円弧の形状を有する。

【 0 0 3 3 】

制御論理ユニット 10 は、管 3 の一連の照射をサンプリングすることにより進む。このように、乳房従って検出器は、連続的な曝射中に照射される。これらの曝射では、X 線管の焦点は、空間内で固定されており角度を成して分布する複数の位置を占める。このように、本発明の制限であるとは見做され得ないが、一例では、この角度付き検査は、一般にマンモグラフィでは垂直である X 線の正中方向に対して $60^\circ \pm 30^\circ$ を成すものと規定される。

【 0 0 3 4 】

この検査時に、画像再構成の所望の精度の関数として、一定本数のビーム 6、例えば 9 本、11 本、13 本又は他の本数のビームが取得される。次いで、計算機式断層写真法で用いられる形式の画像再構成アルゴリズムを適用することにより、切断平面の画像及び切断平面に隣接する平面内の他の画像を再構成することが可能になる。このように、全ての画像が唯一回の走査で取得される場合に、合成断層写真法 (シンセシス・トモグラフィ) と称することが可能になる。実際には、検査が 180° では行なわれない場合には、隣接する平面の画像よりも切断平面の画像の方が正確である。この合成に必然的に伴う補正是、検出器が様々な入射角に沿って投影の法線方向に対して傾斜を示すことに関係している

10

20

30

40

50

のと同程度に、X線管の焦点の経路が検出器の位置と相似ではないことに関係している。計算機式断層写真法アルゴリズムの利用についてこれらの取得制約の影響を計算によって補正することが可能である。

【0035】

図2の例では、制御論理ユニット10は、管4の焦点5によって放出されるX線ビーム4の本数を決定する。この例ではビームの本数は9本である。従って、多数の主放出方向は、D1～D9までの番号を付した9箇所の位置で表わされている。制御論理ユニット10はまた、第一の経路T1に沿ってこれら多数のビーム4を放出する管の位置の散開を決定する。一例では、制御論理ユニット10は第一の経路T1上に管3の放出位置を均等に散開させる。

10

【0036】

制御論理ユニット10は、二つの経路T1及びT2の様々な主放出方向の間で、一般に線量と呼ばれるX線強度の総計の非一様分配のモードを決定する。この非一様分配は、ガン細胞に高コントラストを与える。この線量は好ましくは、標準的なマンモグラフィで二つの放射線投影を得るために従来技術で用いられている線量に等しい。従来技術では、二つの放射線投影は各々、線量の50%を受ける。これら二つの放射線投影は、二つの標準的なビューに相当する。

【0037】

図2の例では、この線量は、図3で分かるように、検出器4の基準面(normal)30に対して主放出方向D1～D9の各々がそれぞれ成す角度A1～A8の関数として分配される。線量は経路T1及びT2の両方について分配される。図2の例は経路T1についての線量分配のモードを示している。図5の例は経路T2についての線量分配のモードを示している。一実施形態では、制御論理ユニット10は、各々の経路において好ましくは標準的なビューを表わす主放出方向に高線量を割り当てる。

20

【0038】

一変形では、制御論理ユニット10は、検出器4の平面に実質的に垂直である主放出方向に、より高い線量を割り当てることができる。制御論理10はまた、医師の優先順位及び装置の技術的制約の関数として、より高い線量を他の主放出方向に割り当ててもよい。従って、主放出方向の任意のものが最高線量を受け得る。

30

【0039】

一例では、各々の経路T1及びT2について、制御論理ユニット10は好適主放出方向を決定する。一例では、制御論理10は、二つの経路T1及びT2の二つの好適主放出方向の各々に線量の40%を割り当てる。制御論理10は、線量の残部すなわち線量の20%を二つの経路T1及びT2の残りの主放出方向に好ましくは非一様に分配する。

【0040】

図2の例では、この主放出方向は、主放出方向の数を二つの同等の部分に分割するものである。制御論理ユニット10はこの主放出方向に相対的に高い線量を割り当てる。この主放出方向はD5によって表わされている。細線で表わされている他の方向に比べて、D5は他の主放出方向よりも高い線量を受けることを示すために太線によって表わされている。

40

【0041】

制御論理ユニット10は、他の方向に放出する前に、主放出方向D5の照射を先ず制御してよい。制御論理ユニット10はまた、D5の方向に放出する前に、D1～D4、次いでD6～D7の方向の放出を制御する。制御論理ユニット10はまた、D1～D4又はD6～D9といった同等の部分の一方の照射方向、プラス方向D5での放出のみを制御する。この場合には、制御論理ユニット10は、D5を二つの部分の二等分線と見做して他方の同等の部分の方向を決定する。

【0042】

二つの連続した方向は角度段差を形成する。図2の例では、角度段差は一様である。角度段差P1は方向D1及び方向D2によって形成され、方向D8及び方向D9によって形

50

成される角度段差 P_8 まで同様に続く。図 2 の例では、角度段差 $P_1 \sim P_8$ は 30° の角度を成している。これらの段差の一様性は、制御論理ユニット 10 によって決定された散開モードによって与えられる。散開モードが規則的であるときには、角度段差は一様である。散開モードが不規則であるときには、角度段差は非一様である。

【0043】

図 3 は、一実施形態における線量分配モードを示している。この例では、y 軸は X 線強度レベル又は線量レベルによって形成され、x 軸は、図 2 で分かるように、検出器 4 の基準面 30 に対して主放出方向 $D_1 \sim D_9$ の各々がそれぞれ成す角度 $A_1 \sim A_8$ によって形成されている。線量は、主放出方向 $D_1 \sim D_9$ の全体に対して非一様に分配されている。ここでは、主放出方向 D_4 が最大線量を受ける方向である。一例では、方向 D_4 は総線量の 40 % を受ける。この例では、制御論理ユニット 10 は先ず方向 D_4 での放出を命令する。次いで、放出角度が、方向 D_4 が成す角度 A_4 から離隔すると、制御論理ユニット 10 は他の方向に低線量を割り当ててこれらの方向での放出を命令する。ユニット 10 は、方向の角度が、方向 D_4 が成す角度 A_4 に近付くと線量を増大させる。このように、方向 $D_1 \sim D_9$ の間の線量分布曲線 C_1 は双曲線の形状を有する。

10

【0044】

制御論理ユニット 10 はまた、図 3 で分かるように標準化の一例を達成する。方向 $D_1 \sim D_9$ の各々の線量レベルは、本書では基準値 V_1 である標準化された値まで低減される。標準化の基準値 V_1 は最適画質の関数として決定される。この標準化を具現化するためには、フィルタリング回路を用いることができる。無雑音標準化を具現化するためには、他形式の標準化回路を用いることもできる。この標準化は図 3 で点線の矢印 $F_1 \sim F_9$ によって示されている。矢印 $F_1 \sim F_9$ は、主方向 $D_1 \sim D_9$ の X 線強度の標準化の向きをそれぞれ示す。

20

【0045】

一変形では、制御論理ユニット 10 は、線量分布曲線 C_2 の形状で分かるように、方向 D_4 に線量の 40 % を割り当て、他の方向に一様な線量を割り当てることができる。この場合には、制御論理ユニット 10 は、主放出方向 $D_1 \sim D_3$ 及び $D_5 \sim D_9$ の一様な強度レベルに相当する基準値 V_2 である標準化された値を選択することができる。

20

【0046】

図 4 は、第一の経路 T_1 での主放出方向 $D_1 \sim D_9$ の非一様散開というもう一つのモードを示している。連続した二つの主放出方向 $D_1 \sim D_9$ によってそれぞれ形成される角度段差 $P_1 \sim P_9$ が不規則になっている。図 4 の例では、角度段差 P_8 及び P_4 は 60° の角度を成す。角度段差 P_7 及び P_3 は 30° の角度を成し、他の角度段差は 15° の角度を成す。方向 $D_1 \sim D_9$ の散開が他形式の角度段差に従っていてもよく、これらの角度段差は不規則であっても規則的であってもよい。角度段差は、開示された例とは異なる他の角度を有していてもよい。

30

【0047】

図 5 は、第二の経路 T_2 に沿った様々な方向 $D_1 \sim D_9$ での線量の散開及び分配を示している。方向 $D_1 \sim D_9$ は、角度段差 $P_1 \sim P_9$ でそれぞれ散開している。この角度段差は一定である。すると、制御論理ユニット 10 によって選択される散開モードは、規則的になる。

40

【0048】

制御論理ユニットは、方向 $D_1 \sim D_9$ の各々での線量の分配のモードを決定する。制御論理ユニットは、いずれの方向が医師によって好適性を与えられるかを決定する。この決定に基づいて、制御論理ユニットはこの方向に線量の 40 % を認める。図 5 の例では、この方向は方向 D_5 である。二つの経路 T_1 及び T_2 の方向 D_5 及び D_5 の各々が線量の 40 % を受けるため、制御論理ユニット 10 は、二つの経路 T_1 及び T_2 の残りの方向について、線量の残り 20 % の一様分配又は非一様分配を実行する。

【0049】

第二の経路 T_2 の方向 $D_1 \sim D_4$ 及び方向 $D_6 \sim D_9$ 、並びに第一の経路 T_1

50

の方向 D 1 ~ D 4 及び方向 D 6 ~ D 9 は、一例では各方向が検出器 4 の基準面 3 0 に対して成すそれぞれの角度に依存する線量を有する。

【 0 0 5 0 】

検出器 4 は先ず、第一の経路 T 1 の主放出方向 D 1 ~ D 9 を表わす全ての X 線画像データを取得する。第二に、検出器 4 は第二の経路 T 2 の主放出方向 D 1 ~ D 9 を表わす X 線画像データを取得する。画像データのこのデータの処理を図 6 に示す。

【 0 0 5 1 】

図 6 は、二次元画像及び三次元像を得るために用いられる画像処理の一例の模式図を示す。二つの経路 T 1 及び T 2 について画像データを処理するモードは同一である。従って、ここでは第一の経路 T 1 によって与えられたデータ画像を処理するモードのみを考察する。検出器によって与えられた X 線画像データ I 1 ~ I 9 のデータの各々は、主放出方向 D 1 ~ D 9 をそれぞれ表わす。所望の主方向に依存して、制御論理ユニット 1 0 は、対応する画像データを第一の処理ユニット 3 1 に送る。この第一の処理ユニット 3 1 は二次元画像を形成する。この二次元画像は、現在用いられているマンモグラフィ装置で形成される投影放射線画像である。この投影画像は表示画面 1 6 に示される。

【 0 0 5 2 】

画像データ I 1 ~ I 9 の全てのデータがトモシンセシス再構成時に用いられる。画像データの画像は制御論理ユニット 1 0 によって処理ユニット 3 2 へ送られる。処理ユニット 3 2 はデジタル容積を与える。処理ユニット 3 2 を用いて、トモシンセシス手法を用いて、限定された角度領域に散開してデジタル検出器に取得された少数の二次元投影又は画像データの各データに基づいて、検査する乳房の三次元容積を再構成する。

【 0 0 5 3 】

本方法は以下の特徴の 1 又は複数を含み得る。すなわち、対象に対して第一の経路と反対に管の第二の経路を決定するステップ、管の経路に沿って予め決定された多数の主放出方向について対象を透過する予め決定された X 線強度を照射するステップ、多数の主放出方向に X 線照射の強度を非一様に分配するステップ、主放出方向の一つに対応する第二の二次元画像を形成するステップ、多数の主放出方向に対応する第二の三次元画像を形成するステップ、トモシンセシス再構成によって三次元画像を表現するステップ、各々の経路について多数の主放出方向に対して一つの主放出方向に好適性を与えるステップ、各々の経路について好適主放出方向に X 線強度の 40 % を分配するステップ、二つの経路の残りの主放出方向に X 線強度の残り 20 % を分配するステップ、及び各々の経路について好適主放出方向の残りの主放出方向の X 線強度を検出する前に、好適主放出方向の全ての X 線強度を検出するステップである。

【 0 0 5 4 】

本方法は以下の特徴の 1 又は複数を含み得る。すなわち、各々の経路について好適主放出方向の残りの主放出方向の X 線強度を検出した後に、好適主放出方向の X 線強度を検出するステップ、多数の主放出方向に低 X 線強度の不特定の主放出方向を先行させるステップ、この不特定の主放出方向から、X 線強度分配のモード及び二つの経路の多数の主放出方向を散開させるモードを計算によって決定するステップである。

【 0 0 5 5 】

本方法及び装置は、医師が、表示器を調節する必要なく、あらゆる点で高コントラストを有する明瞭な画像に即座にアクセスを得ることを可能にする。このような画像であれば、放射線医は画像の様々な構成要素の間の関係を知覚して全ての臨床的徵候を識別することが可能となる。この画像が明瞭でない場合には、放射線医はキーボード 1 6 のキーを介して三次元画像にアクセスすることができる。

【 0 0 5 6 】

加えて、例示的な実施形態を参照して本発明の一実施形態を説明したが、本発明の範囲を逸脱することなく、機能及び / 又は方法及び / 又は結果に様々な変形を施し、また本発明の諸要素に代えて均等構成を置換し得ることが当業者には理解されよう。加えて、本発明の本質的範囲を逸脱することなく、多くの改変を施して本発明の教示に合わせて特定の

10

20

30

40

50

状況又は材料を適応構成することができる。従って、本発明は、本発明を実施するために開示された特定の実施形態に限定されず、特許請求の範囲に含まれる全ての実施形態を含むものとする。さらに、第一、第二等又はステップとの用語を用いたが、如何なる序列又は重要性を意味するものでもなく、一つの要素又は特徴をもう一つの要素又は特徴と区別するために用いた。さらに、単数不定冠詞を用いたが、量の制限を意味するものではなく、参照されている要素又は特徴が少なくとも一つ存在していることを意味する。

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】放射線装置、具体的には本発明の一実施形態の手段を設けられたマンモグラフィ装置を示す図である。

10

【図2】放射線を放出する手段の第一の経路において主放出方向の様々な取得を示す模式図である。

【図3】主放出方向の放射線強度の分布の形状を示すグラフである。

【図4】放射線を放出する手段の第一の経路において主放出方向の様々な取得を散開させるもう一つの実施形態を示す模式図である。

【図5】放射線を放出する手段の第二の経路において主放出方向の様々な取得を示す模式図である。

【図6】主放出方向の取得を処理する手段を示す模式図である。

【符号の説明】

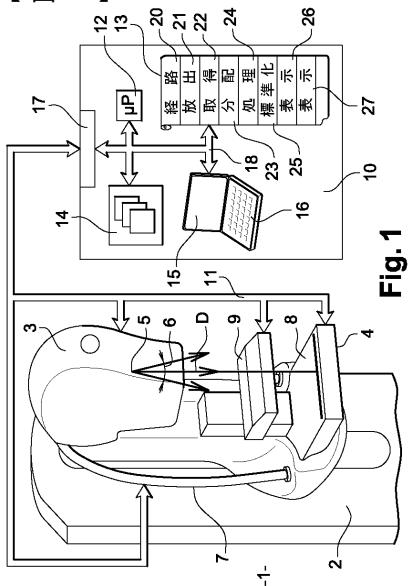
【0058】

20

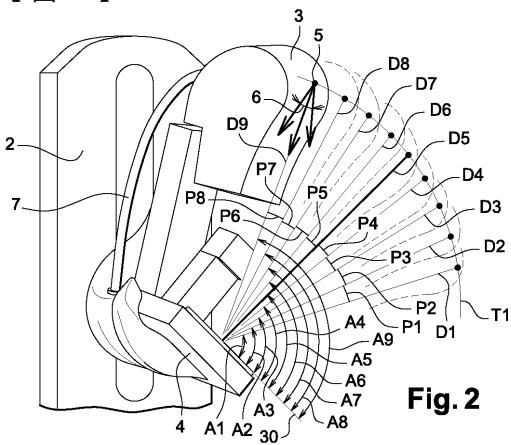
- 1 マンモグラフィ装置
- 2 垂直支柱
- 3 X線放出管
- 4 検出器
- 5 焦点
- 6 X線ビーム
- 7 アーム
- 8 乳房支持プラットフォーム
- 9 圧迫板
- 10 制御論理ユニット
- 11 外部バス
- 12 マイクロプロセッサ
- 13 プログラム・メモリ
- 14 データ・メモリ
- 15 表示画面
- 16 キーボード
- 17 入出力インターフェイス
- 18 内部バス
- 30 基準面

30

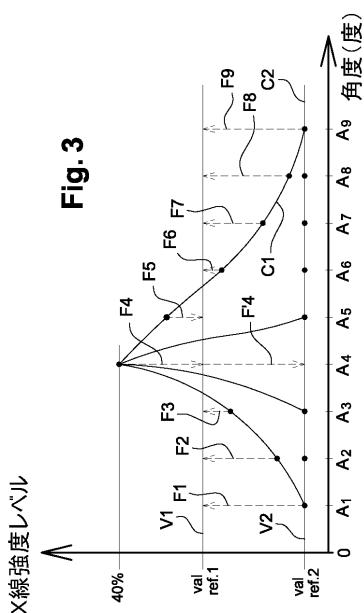
【図1】



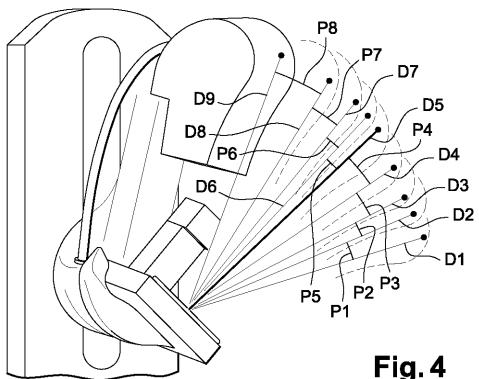
【図2】



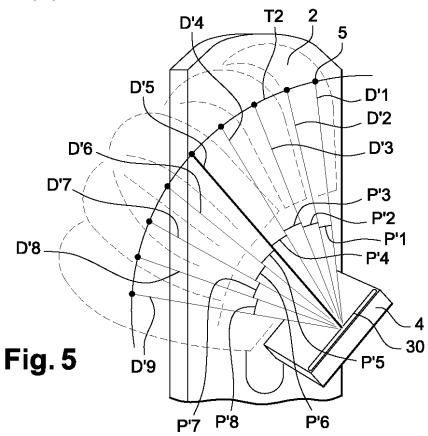
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

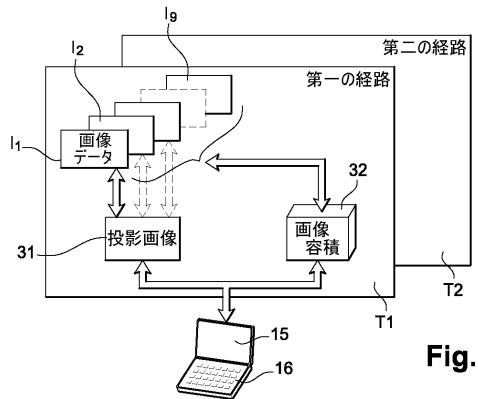


Fig. 6

フロントページの続き

(72)発明者 ヘンリ・スーシエ
フランス、ベルサイユ、ルー・ドゥ・ラ・シャンセレリー、18番
F ターム(参考) 4C093 CA21 DA06 EC25 FF42

【外國語明細書】

2007075615000001.pdf